

THESIS

MUNICH

1966

VERGLEICHENDE MESSUNG DER TEMPERATURERHÖHUNGEN AM
HAUT - KNOCHEN - PHANTOM BEI EINWIRKUNG HOCHFREQUENTER
ELEKTROMAGNETISCHER ENERGIE VERSCHIEDENER WELLENLÄNGEN
(11m, Monode, Spulenfeld; 12,25 und 69 cm, Strahlenfeld, Ringstrahler).

Joachim Pongratz

LANE MEDICAL LIBRARY
STANFORD UNIVERSITY
300 PASTEUR DRIVE
SALO ALTO, CALIF.

Aus dem Balneologischen Institut bei der Universität
München, Medizinische und Klimatologische Abteilung
und dem Institut und Poliklinik für Röntgenologie und
Physikalische Therapie der Universität München

Direktor: Prof. Dr. H. v. Braunbehrens

Vergleichende Messung der Temperaturerhöhungen am
Haut - Knochen - Phantom bei Einwirkung hochfrequenter
elektromagnetischer Energie verschiedener Wellenlängen
(11 m, Monode, Spulenfeld; 12,25 und 69 cm, Strahlen-
feld, Ringstrahler).

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät der
Ludwig - Maximilians - Universität zu München

vorgelegt von

Joachim Pongratz

aus

München

München

1966



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. H. v. Braunbehrens

Mitberichterstatter: -

Dekan: Prof. Dr. M. Kiese

Tag der mündlichen Prüfung: 11. 10. 66

<u>G l i e d e r u n g</u>	<u>Seite</u>
1.) Einleitung	3
2.) Bisherige Untersuchungen	4
A) Grundbegriffe, Überblick	4
B) Untersuchungen an totem Material	6
C) Experimente mit lebenden Objekten	12
3.) Eigene Untersuchungen	16
A) Zielsetzung	16
B) Methodik	18
a) Bestrahlungsgeräte, Thermometer, Phantome, Versuchsanordnung.	18
b) Durchführung der Versuche	20
c) Auswertung der Versuche	22
d) Ausarbeitung der Ver- suchs- und Auswertmethodik, Fehlerquellen	25
4.) Ergebnisse	28
5.) Diskussion	34
A) Problem der Streuung	34
B) Fragen der Energieverteilung	35
a) Gemeinsame Gesichtspunkte	35
b) Vergleich der drei Wellen	41
C) Rückschlüsse auf die Verhältnisse beim lebenden Organismus	45
6.) Zusammenfassung	53
7.) Literaturverzeichnis	50
8.) Lebenslauf	55

1.) Einleitung

Eines der größten Probleme der Hochfrequenztherapie ist das einer gefahrlosen und doch ausreichenden Dosierung. Noch heute, nach einer etwa 40-jährigen Entwicklung^{17.)} dieser Behandlungsart ist noch keine, in der ärztlichen Praxis anwendbare Methode einer objektiven Messung der vom Patienten in den einzelnen Gewebsschichten aufgenommenen Energie bekannt.

Es gibt also keine andere Möglichkeit, als die Dosierung bei genauer Kenntnis der Wirkungen der angewandten Welle in den verschiedenen Körperschichten nach dem subjektiven Empfinden des Patienten vorzunehmen.

Auf Anregung von Herrn Priv. Doz. Dr. H. Drexel habe ich mir zur Aufgabe gestellt, die Energieaufnahme im Gewebe bei Bestrahlung mit zwei gebräuchlichen und einer bislang nicht oder nur kaum angewandten Wellenlänge am tierischen Haut-Knochenphantom im experimentellen Vergleich zu studieren.

2.) Bisherige Untersuchungen

A) Grundbegriffe, Überblick

Wir kennen drei verschiedene Methoden, hochfrequente elektromagnetische Energie an biologische Gewebe heranzubringen:

1.) das Kondensatorfeld, ein elektrisches Feld zwischen zwei Platten. (In biologischem Gewebe ist das Feld inhomogen). Eine Anwendung dieser Methode ist die übliche "Kurzwelle".

2.) Bei der Spulenfeldmethode wird die Energie über magnetische Kraftfelder von einer Spule abgegeben, wobei sich das Gewebe innerhalb oder außerhalb der Spule befinden kann. Die erste Möglichkeit wird bei der "Hyperthermieschlinge" ausgenutzt, eine Anwendung der zweiten ist die Monode.

3.) Die Strahlenfeldmethode, bei der die Energie von einem Dipol, ähnlich wie in der Radiotechnik, abgestrahlt wird. Durch besondere Konstruktion des Dipols ergibt sich die Möglichkeit, die Strahlung zu bündeln. Eine Anwendung dieser Methode ist die "Mikrowelle".

Spulenfeld und Strahlenfeld sind inhomogen.

Aus Dimensionsgründen kommen in der Praxis für bestimmte Wellenlängen nur bestimmte Methoden in Betracht: Die Kondensatorfeldmethode für 20 m - 1 m, die Spulenfeldmethode für 30 m - 6 m und das Strahlenfeld etwa für 1 m - 10 cm.^{16.)}

Die Tatsache, daß bei uns nur Geräte mit drei verschiedenen Wellenlängen im Handel sind, entspringt nicht nur

diesen technischen Gegebenheiten, sondern ist vor allem auf die Wellenlängenverteilung von Atlantic City (1947) zurückzuführen. Hier wurden der Medizin nur ganz bestimmte Wellenlängen zugestanden, nämlich 11 m, 7 m und 12,25 cm. Die 7-m-Frequenz müßte so genau eingehalten werden, daß dazu kostspielige und anfällige quartzgesteuerte Sender notwendig wären, so daß sie praktisch nicht in Betracht kommt.

1955 wurde von der Deutschen Bundespost noch eine weitere Welle für medizinische Zwecke freigegeben, die 1961 auf 69 cm Wellenlänge (433,9 MHz) festgelegt wurde^{1.)}.

Die bisherigen experimentellen Arbeiten auf dem Gebiet der elektrischen Hochfrequenztherapie lassen sich etwa folgendermaßen einteilen:

1.) Arbeiten an Elektrolytlösungen und Materialblöcken aus einheitlichem Material (A. Böni, R. Lothmar^{3.)}, O. Hauswirth^{9.)})

2.) Arbeiten an biologischem Material im natürlichen Gewebsverband oder künstlich geschichtet (A. Böni, R. Lothmar^{3.)}, G. Barth, H. Tom, W. Kebbel^{2.)}, H.F.Cook^{5.)}, P. H. Schwan, K. Li^{19.)}, K. Osswald^{15.)}, W. Kebbel, W. Krause, J. Pätzold^{11.)}, J. Pätzold^{16.)}).

3.) Untersuchungen an lebenden Objekten, Mensch und Tier: H.F. Alm, H.Kuttig^{1.)}, J.P. Engel und Mitarbeiter^{6.)}, B. K. Hutt und Mitarbeiter^{10.)}, E. Schliephake^{17.)}, A. Wild^{23.)}).

Daneben gibt es rein theoretische Abhandlungen (L. Hartmuth^{8.)}). Es ging vor allem um Energieverteilungsfragen bestimmter oder verschiedener Wellenlängen in den untersuchten Materialien und um andere biologische Wirkungen der hochfrequenten Ströme.

B) Untersuchungen an totem Material

Vor allem Pätzold^{16.)} und in neuerer Zeit auch seine Mitarbeiter Kebbel und Krause^{11.)} haben die Energieverteilungsprobleme an geschichteten Phantomen und Elektrolytlösungen eingehend untersucht. Die letztgenannten Autoren teilen die Gewebearten des menschlichen Körpers in drei Gruppen ein:

- 1.) Gewebe, die in ihren elektrischen und akustischen Daten dem Fettgewebe ähnlich sind,
- 2.) solche, die dem Muskelgewebe ähnlich sind
und
- 3.) Knochengewebe.

Sie arbeiteten hauptsächlich an Elektrolyten und Fett- und Muskelphantomen und untersuchten das Spulenfeld (vorwiegend 11 m Wellenlänge) und das Strahlenfeld (verschiedene Wellenlängen) bezüglich der Energieverteilung in der Tiefe und in der Breite (Bilder 1 - 3)

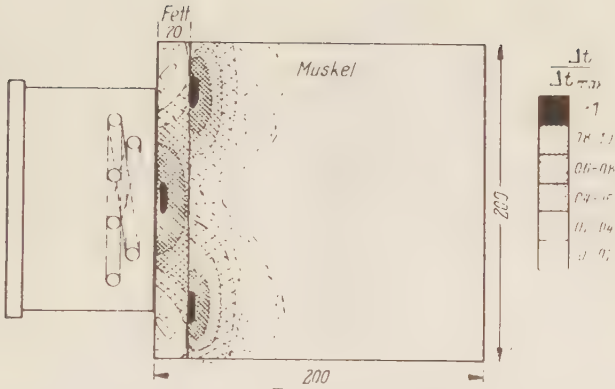


Bild 1: Temperaturverteilung in Fett und Muskel im Feld einer Flachspule mit versetzten Windungen bei Bestrahlung mit Kurzwellen von 11 m Wellenlänge (Monode)
(Nach Kebbel, Krause und Pätzold)
Maße in mm.

Die Bilder zeigen deutlich, daß die Höhe der Energieaufnahme in den Gewebeteilchen nicht nur, wie allgemein bekannt, von der Länge der elektromagnetischen Wellen und somit bestimmten Gewebskonstanten abhängt. Offenbar bestimmt der Bau des Strahlers und die Art der Energieabstrahlung die Energietiefen- und Querverteilung mit.

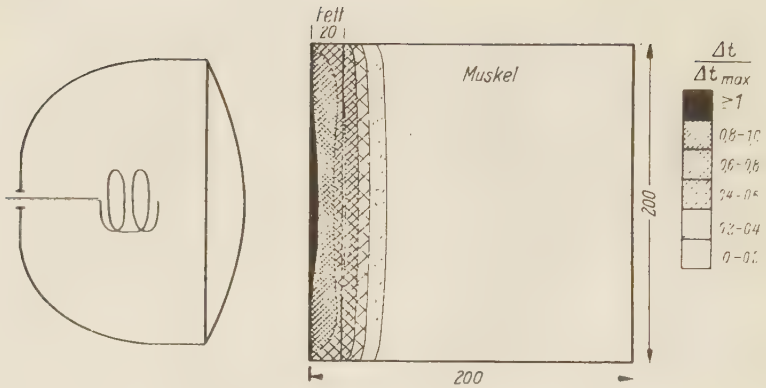


Bild 2: Temperaturverteilung in Fett und Muskel im Feld eines Ringzonenstrahlers bei Bestrahlung mit Mikrowellen von 12,25 cm Wellenlänge. (Nach Kebbel, Krause und Pätzold) Maße in mm.

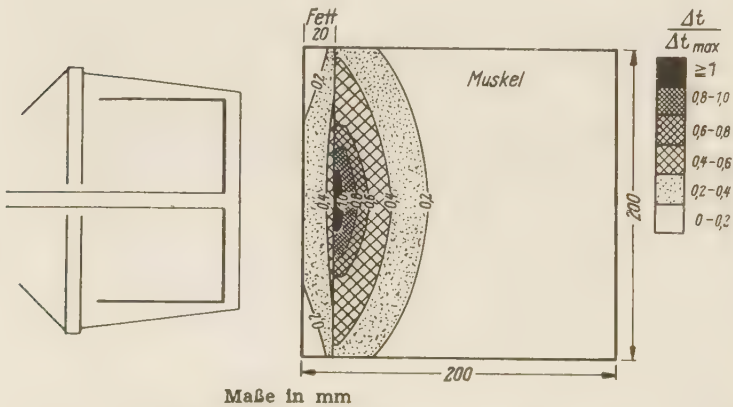


Bild 3: Temperaturverteilung in Fett und Muskel im Feld eines Ringzonenstrahlers bei Bestrahlung mit Dezimeterwelle von 69 cm Wellenlänge. (Nach Kebbel, Krause und Pätzold) Maße in mm.

Cook^{4.)} ist der Frage nach den Zusammenhängen zwischen Wellenlänge und Eindringtiefe (bzw. Dämpfungsfaktoren) für den Mikrowellenbereich näher nachgegangen, und hat auf Grund eigener Meßergebnisse im Vergleich mit früheren (Roberts, Hippel und England) Dielektrizitätskonstanten und Dämpfungsfaktoren für verschiedene menschliche Gewebe im Wellenlängenbereich von 6,48 bis 16,85 cm berechnet. (Bild 4)

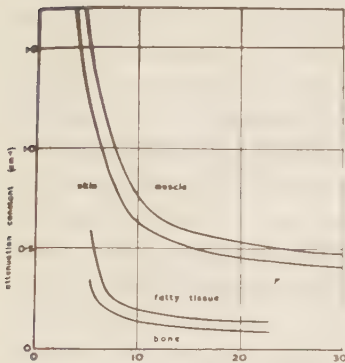


Bild 4

Veränderlichkeit des Dämpfungsfaktors für verschiedene Gewebe bei Variation der Wellenlänge. (Energieabsorptionskoeffizient = 2 x Dämpfungsfaktor) (Nach Cook)

Der Absorptionskoeffizient β läßt sich aus dem Dämpfungsfaktor α nach der Formel $E = E_0 \times 10^{-\alpha d}$ oder nach α aufgelöst $\alpha = \frac{10 \log \frac{E_0}{E}}{d}$ berechnen. E_0 und E sind analog der ursprünglichen und der veränderten Energie; d die Dicke des durchfluteten Stücks definiert.

Aus den Ausführungen anderer Autoren (Pätzold^{16.)}, Alm, Kuttig^{1.)}, Schliephake^{17.)} ist zu entnehmen, daß die Dämpfungsfaktoren mit zunehmender Wellenlänge kleiner werden, allerdings nicht gleichmäßig, wie Hartmuth^{8.)} rechnerisch nachgewiesen hat: Bei Vergrößerung der Wellenlänge kommt (im Strahlenfeld) eine zunehmende Fettentlastung zur Geltung.

Aus Bild 4 lassen sich folgende Dämpfungsfaktoren für die Wellenlänge von 12,25 cm bestimmen: Knochen 0,12, Fett 0,18, Haut 0,57 und Muskel 0,68 (cm^{-1}). Daraus ergeben sich aus der nach d aufgelösten Dämpfungsformel ($d = \frac{1}{\alpha} \log \frac{E_0}{E}$ bei $\frac{E_0}{E} = 2$) folgende Halbwertsschichten Knochen 2,5 cm, Fett 1,66 cm, Haut 0,52 cm und Muskel 0,45 cm. (Halbwertsschicht ist diejenige Gewebetiefe in cm, in der die Hälfte der eingedrungenen HF-Energie in Wärme umgewandelt ist^{1.)}).

Im Vergleich mit der Eindringtiefe in den verschiedenen Gewebsschichten bei verschiedenen Wellenlängen tritt das Problem der Querverteilung der Energie bei verschiedenen Strahlern sehr in den Hintergrund. Viele Untersucher (Alm, Kuttig^{1.)}, Wild^{23.)}, Hutt und Mitarbeiter^{10.)} Hartmuth^{8.)} und Barth und Mitarbeiter^{2.)}) halten es nicht einmal für erwähnenswert, andere beschränken sich nur auf Mitteilungen über "maximale Erwärmungsgebiete" (Engel und Mitarbeiter^{6.)}) oder Gebiete in denen die Energieaufnahme etwa gleich bleibt (Böni und Lothmar^{3.)}). Im allgemeinen wurden die Versuche im zentralen Feld, also längs der Reflektorachse vorgenommen.

Böni und Lothmar^{3.)} bestrahlten 1952 tierische und menschliche Gewebe mit Mikrowellen von 17 cm Wellenlänge. Wie Pätzold verwendeten sie Gewebsblöcke, geschichtet und ungeschichtet. Sie erhielten bei spongiösem Knochen bedeutend höhere Energieaufnahmewerte als bei kompakten. Den Unterschied in der Erwärmung der beiden Knochenarten erklären sie mit dem hohen Blutgehalt des Spongiosaknochens; sie führen ein Zitat Cooks an, nach dem sich Blut besonders stark erwärmen soll. Kompakter Knochen, Fett und Knochenmark ergaben in ihren Versuchen etwa ähnliche Werte.

Für den Knochenmarksblock ließ sich folgende Kurve zeichnen: (Bild 5)

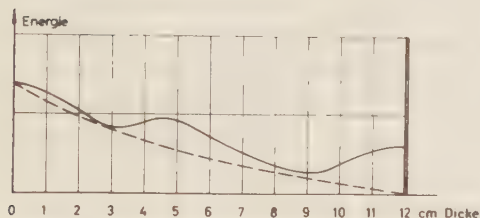


Bild 5

Temperaturerhöhungen im Knochenmark in Abhängigkeit von der Dicke des Markblockes bei Bestrahlung mit Mikrowellen von 17 cm Wellenlänge (nach Böni und Lotmar).

Daß die Temperaturaufnahme nicht gleichmäßig mit der Dicke des Blockes abnimmt, wird mit dem Auftreten von Reflexionen an der hinteren Grenzschicht erklärt.

Die gestrichelte Linie in der Zeichnung soll den ungefähren Kurvenverlauf angeben, wenn man die Reflexionen außer Acht läßt. Legt man sie zugrunde, so kommt man für den Markblock auf eine Halbwertsschicht von etwa 4,7 cm. Alm, Kuttig^{1.)} und Schneider^{18.)} geben für den Wellenlängenbereich 12 - 15 cm für Muskel etwa 1,3 cm und für Fett etwa 7 cm Halbwertschicht an.

C) Experimente mit lebenden Objekten

Die beiden Arbeitsgruppen Engel, Herrick, Walkin, Grindlay, Krusen^{6.)} und Hutt, Moore, Colonna, Horvath^{10.)} bestrahlten Tibia und Femur von lebenden Hunden, in die Thermoelemente eingebracht waren, mit einer Wellenlänge von 12,2 cm. (Thermoelemente haben gegenüber den Quarz- und Benzolthermometern den Vorteil größerer Genauigkeit und geringerer Gewebsirritation, dabei aber den Nachteil, daß sie sich im elektromagnetischen Feld sehr stark erwärmen). Die erste Arbeitsgruppe erzielte etwas höhere Werte als die zweite, welche den Unterschied mit der Anästhesie der Hunde der ersten Gruppe deutete. Beim narkotisierten Hund seien die Regulationsmechanismen, also auch die Wärmeabfuhr geringer. Die Temperaturerhöhungen bei der ersten Arbeitsgruppe betrugen nach 30 min.-Bestrahlung mit 65 Watt: 4,1°C subcutan, 5,0°C in der Cortex tibiae, 4,3°C in Knochenmark und 4,3°C im m. gastrocnemius (Bild 6). Bei "bestrahlungstrainierten" Hunden lagen die Werte jeweils um 1°C niedriger.

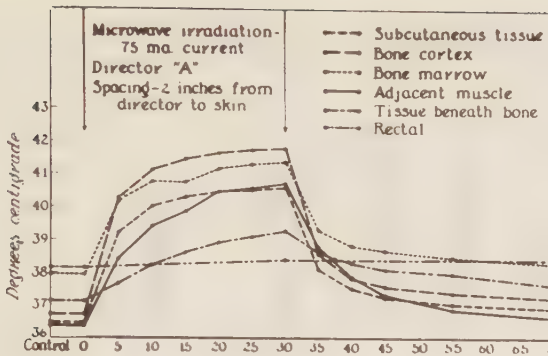


Bild 6

Temperaturerhöhungen medial am Hinterbein des anästhesierten Hundes nach wechselnd langen Perioden von Mikrowellenbestrahlung. Die Abkühl-Kurve beginnt nach 30 Minuten Bestrahlung. (Nach Engel und Mitarbeiter)

Über dem Knochen gelegener Muskel erwärmte sich, offenbar durch Reflexionen am Knochen etwas stärker, (wenn die Bestrahlungszeit 15 min. nicht überstieg).

(Bild 7)

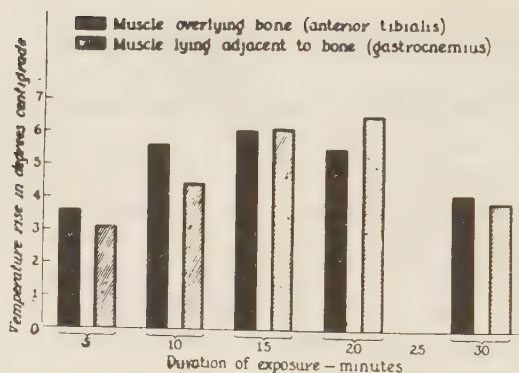


Bild 7

Vergleich der Temperaturerhöhungen von über dem Knochen gelegenen Muskel, mit solchem über dem kein Knochen vorhanden war.

(Nach Engel u. Mitarbeitern)

Wie man aus Bild 6 und den Werten entnehmen kann, erreichte nicht etwa die strahlernahe Subcutis die höchsten Werte, sondern der darunter liegende Knochen. Selbst wenn man in Rechnung setzt, daß schon die Ausgangs-Temperatur der Subcutis um etwa $0,3^{\circ}$ niedriger war als die des Knochens, bleibt immer noch eine Differenz von $0,6^{\circ}\text{C}$ nach 30 Minuten Bestrahlung.

Der steilste Temperaturanstieg scheint sich während der ersten 5 - 10 Minuten zu vollziehen; dann tritt bei allen Gewebsschichten eine gewisse Abflachung der zugehörigen Kurve ein. Die Kurven von Knochen und Mark unterscheiden sich in dieser Hinsicht nicht von den Muskel- oder Hautkurven. Diese Verminderung des Temperaturanstiegs ist hauptsächlich auf eine erhöhte Blutzirkulation in dem bestrahlten Gewebe zurückzuführen.^{7.)}

Allerdings bleibt bei den beiden Arbeitsgruppen die Frage offen, worauf der starke anfängliche Temperaturanstieg beruht. Engel und Mitarbeiter beließen nämlich die Thermonadeln während der Bestrahlung im Gewebe, das sich bekanntlich bedeutend weniger erwärmt als Metall im Mikrowellenfeld. Abgelesen wurde allerdings erst 15 sec. nach der Bestrahlung.

Hutt und Mitarbeiter arbeiteten mit Plasticröhrchen, in die nach jeder Bestrahlung die Thermoelemente zur Temperaturmessung eingeführt wurden.

Abschließend seien noch einmal alle Faktoren zusammengestellt, von denen die aufgenommene Energiemenge im Strahlen- und Spulenfeld abhängt:

- 1.) der Applikationsmethode, 11.) 12.)
- 2.) dem Bau des Strahlers, 11.) 12.)
- 3.) der Art des Gewebes, 12.) 5.)
- 4.) dem Vorhandensein von Körperflüssigkeiten, 5.)
- 5.) Der Frequenz der Welle, bei deren Erhöhung (Verkürzung der Wellenlänge) eintritt:
 - a) Erhöhte Reflexionen an den Grenzschichten der Gewebe, 19.)
 - b) Ansteigen der Dämpfungsfaktoren (höhere Energieabsorption in allen Geweben) 5.)
 - c) Zunehmende Belastung von Fettgewebe im Vergleich zu Muskel. 8.)

Eigene Untersuchungen

A) Zielsetzung

Wie schon erwähnt, ging es bei dieser experimentellen Arbeit vor allem darum, etwas zum Dosisproblem der Therapie mit elektromagnetischen Wellen beizutragen.

Obwohl sich für den Bereich und die Umgebung der Knochen eine große Anzahl von Indikationen für solch eine Behandlung finden lassen, wurde gerade an diesem Gewebe im Vergleich zu anderem (z. B. Muskel oder Fett) erstaunlich wenig experimentell gearbeitet.

Der Grund hierfür ist sicher in den besonders schwierigen Versuchs- und Meßbedingungen zu suchen, denn einerseits ist es sehr schwer, homogene Knochenblöcke zu finden oder zu schichten, andererseits ist die Temperaturregistrierung an dünnem Gewebe wegen der relativen Dicke (ca. 3 mm) der zur Verfügung stehenden Quarz-Benzolthermometer nicht ganz einfach. Zudem kann man die Benzolthermometer nicht einfach in Knochengewebe einstecken; bohrt man aber vor, so bildet sich eine mit Flüssigkeit gefüllte, mit völlig anderen Erwärmungskonstanten behaftete Lücke zwischen dem eigentlichen Knochengewebe und dem Thermometer. Auch die Anwendung von Thermoelementen ist wegen der Erwärmung der Metalle im elektromagnetischen Feld etwas problematisch.

Ich habe mich entschlossen, einen etwas anderen Weg zu gehen und, anstatt Thermometer in Knochengewebe zu bohren, den Temperaturanstieg direkt vor und hinter einem Knochen zu registrieren und dabei eine Methode anzuwenden, die sich durch ihre bedeutend größere Genauigkeit gegenüber den meist angewandten Temperaturmessungen im Abstand von einigen Minuten auszeichnet.

Da mit der Kondensatorfeldmethode, der Mikrowellen-therapie und teilweise auch der Monode schon seit vielen Jahren in der ärztlichen Praxis gearbeitet wird und entsprechende Erfahrungen vorliegen, war es am zweckmäßigsten, die "neue" 69-cm-Welle mit diesen "alten" Methoden und die "alten" untereinander am gleichen Phantom und bei gleichen Versuchsbedingungen experimentell zu vergleichen. Allerdings schied das Kondensatorfeld wegen der völlig anderen Energieverhältnisse für einen solchen Vergleich aus.

Ich hielt es für zweckmäßig, mich nur mit der Wärmewirkung der elektromagnetischen Energie zu befassen und andere Wirkungen nur, wenn unbedingt notwendig, zu berühren.

B) Methodik

a) Bestrahlungsgeräte, Thermometer, Phantome, Versuchsanordnung.

Vom Institut wurden mir folgende Bestrahlungsgeräte für die Experimente zur Verfügung gestellt: Ein 250 W Elektronik-Mikrowellengerät (Ringzonenstrahler), ein Siemens Ultratherm für die Monodenanwendung und ein neues Siemens-Gerät mit Ringzonenstrahler für die 69-cm-Welle.

Die Quarz-Benzolthermometer hatten eine Eichskala von 0 bis 55°C und konnten auf etwa 0,1 bis 0,2°C genau abgelesen werden. Sicherheitshalber verglich ich sie nach jeweils drei Versuchen im Wasserbad untereinander.

Bei der Auswahl der Phantome stellten sich Tibiapräparate von Schweinen als besonders günstig heraus; sie waren einmal über die Sanitätsanstalt des Münchner Schlachthofes in ausreichender Anzahl und völlig frisch beschaffbar, zum zweiten waren sie in ihren anatomischen Dimensionen nahezu ideal. Sie hatten im Durchschnitt etwa 3,5 mm Cutis und subcutanes Fett, eine 4 mm dicke Knochenschicht und im Längsdurchmesser etwa 20 mm Mark. Bild 8 zeigt solch ein Phantom mit angedeuteten Strahler im Querschnitt (etwa 3 Querfinger distal vom Kniegelenk), wie es sich nach der Präparation etwa darstellte.

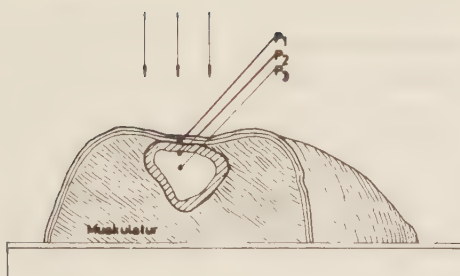


Bild 8

Phantom mit eingestochenen Thermometern
in den Meßpunkten P 1, P 2, P 3, Quer-
schnitt

Die Thermometer wurden entlang der zentralen Achse des jeweiligen Strahlers in die Phantome eingebohrt, so daß diese durch die Mitte der etwa 3 cm langen Benzolreservoirs verlief. Das tiefste Thermometer war in der Mitte des Markes (etwa 16 mm von der Hautoberfläche entfernt) das mittlere direkt unter und das strahler-nächste direkt über dem Knochen (subcutan) gelegen. (8,5 bzw. 3,5 cm von der Hautoberfläche)

b) Durchführung der Versuche

Abgesehen von Vorversuchen und Versuchspannen wertete ich die Bestrahlungsergebnisse von 11 Phantomen aus.

Ursprünglich bestrahlte ich die einzelnen Phantome öfters als dreimal (mit den einzelnen Geräten also mehr als einmal), stellte aber dann bei der Ausarbeitung eines Zwischenergebnisses fest, daß eine nur dreimalige Bestrahlung der einzelnen Phantome zweckmäßiger war:

Da die Streuung der Werte mit jeder Bestrahlung offenbar rapide zunahm, kam ich mit geringerem Aufwand zum Ziele, wenn ich nur die erste Bestrahlungsserie bei jedem Phantom auswertete.

Im einzelnen spielten sich die Experimente folgendermaßen ab: Die frischen Phantome wurden quer durchgesägt (sie waren dann etwa 20 cm lang) überschüssiges Muskelgewebe abpräpariert und die Thermometer eingestochen. Anschließend wurden sie, wie vor jeder Bestrahlung, in einer Kühltruhe auf etwa 15°C abgekühlt. (Die Truhentemperatur betrug, um Gewebsveränderungen durch Gefrieren vorzubeugen, 2 - 3°C).

Dann wurde in wechselnder Reihenfolge mit den drei Geräten bestrahlt, wobei die Ausgangstemperatur also jeweils etwa 15°C betrug.

Durch die dauernden unterschiedlichen Erwärmungen und Abkühlungen ließen sich Temperaturunterschiede zwischen den einzelnen Gewebsschichten zu Beginn der Bestrahlung nicht ganz vermeiden; - die Differenzen betrugen zwischen 0 und 2,6° - .

Der hierdurch bedingte Energieaustausch im Inneren des Phantoms und zugleich die Energieaufnahme im Bereich der obersten Schicht durch die höhere Außentemperatur ließ sich durch die sog. Vorphase bestimmen: Ich registrierte die Temperaturschwankungen bei aufgesetztem Strahler (aber abgeschaltetem Gerät) einige Minuten lang vor der eigentlichen Bestrahlung. Die Vorperiode dauerte, je nach den Bedingungen, 2 - 6 Minuten, die Dauer der Hauptperiode schwankte um 5 Minuten. Die Abkühlungsphase in der Truhe erstreckte sich auf ungefähr eine halbe Stunde.

Während der gesamten Versuchsdauer wurden die Thermometer alle 30 Sekunden abgelesen.

Um trotz der Registrierung die Temperaturschwankungen in der Vorphase im Vergleich mit der Erwärmung bei der Bestrahlung gering zu halten, wählte ich eine möglichst hohe Bestrahlungsdosis und hielt den Haut-Strahlerabstand - ähnlich wie in der Strahlenfeldpraxis - möglichst gering (2 - 3 mm).

c) Auswertung der Versuche

Die Summe aller Energieaustauschvorgänge eines Gewebs-elements in einer bestimmten Zeitspanne ist gleich der Temperaturänderung in dieser Zeiteinheit. Stellt man die erhaltenen Temperaturen graphisch dar - wie ich es in Abwandlung eines Verfahrens von Singer^{20.)} getan habe (Bild 9) - und wählt man die Zeiteinheiten unendlich klein so sind diese Temperaturänderungen pro Zeiteinheit gleich den Steigerungen der Tangenten an die Kurve.

Die Energiesteigerung im Phantom läßt sich, ausgehend von diesem Gedankengang, ganz einfach bestimmen: Im Augenblick des Bestrahlungsbeginns hat man nämlich durch die Kurve der Vorphase einerseits Einblick in die Energieaustauschvorgänge ohne Bestrahlung, andererseits beginnt hier auch die Kurve der Bestrahlungsphase und man kann die Energiezunahme mit der Tangente an die Bestrahlungskurve finden.

Man braucht also nur die Steigungswerte t_V und t_B der Vor- und Bestrahlungsphase ($^{\circ}\text{C} \times \text{sec.}^{-1}$) der beiden Tangenten im Einschaltpunkt zu subtrahieren um einen Wert für die objektive Energieaufnahme zu erhalten. Die reduzierten Steigungswerte T 1, T 2 und T 3 sind auf diese Weise gewonnen.

Da aber die Energieaufnahme im Gewebe bei den einzelnen Versuchen nicht konstant gehalten werden kann (mangels einer genauen Meßmöglichkeit der Energieabstrahlung und der Reflexionen an der Hautoberfläche) sind T 1, T 2 oder T 3 von verschiedenen Versuchen untereinander nicht vergleichbar - wohl aber die Quotienten T 1 : T 2, T 1 : T 3 und T 2 : T 3, vorausgesetzt, daß sich die anatomischen Verhältnisse der Versuchstiere und die Lage der Thermometer entsprachen.

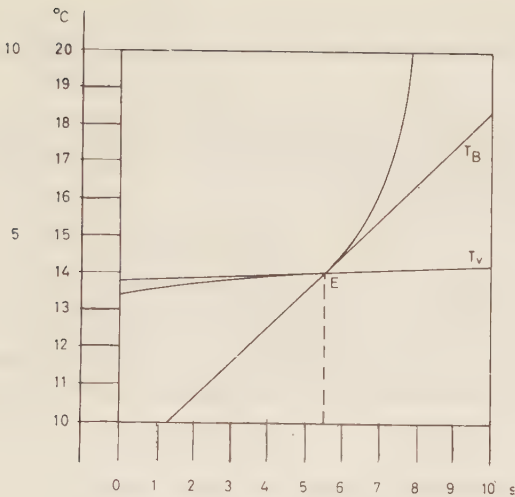


Bild 9: Beispiel einer zeichnerischen Auswertung:
Phantom 4, 59-cm-Welle, T 2 Tangente t_v entspricht
der Vorphase, t_B der Bestrahlungsphase. Einschalt-
punkt E bei 5,5 sec.

Die Quotienten $Q = T_1 : T_2$ oder $T_1 : T_3$ oder
 $T_2 : T_3$ konnte ich so untereinander in Beziehung
setzen: Über das arithmetische Mittel der Quotienten
 Q ($\bar{Q} = (Q_1 + Q_2 + \dots + Q_N) : N$) läßt sich die Standard-
abweichung s nach der Formel

$$s = \sqrt{\frac{\sum (Q_N - \bar{Q})^2}{N-1}}$$
 berechnen; N bedeutet die Zahl
der Werte, der Ausdruck s stellt die Streuung dar.

Unter der Voraussetzung, daß jeder erhaltene Einzelwert
eine Stichprobe aus einer unendlichen Zahl von Gesamt-
werten darstellt, die sich nach der Gauß'schen Verteil-
ungskurve anordnen, ergibt sich für den Vertrauens-

bereich des tatsächlichen Durchschnitts d : $d = \bar{Q} \pm \frac{s}{\sqrt{N}} t$.

Der Faktor t kann für verschiedene Sicherheitsgrenzen in Tabellen nachgesehen werden. Der Ausdruck $\frac{s}{\sqrt{N}}$ bezeichnet den mittleren Fehler.

Mit anderen Worten, der wahre Durchschnitt d konnte mit einer bestimmten Sicherheitsquote (ich legte 5 % zugrunde) von dem errechneten Querschnitt Q um $\pm \frac{s}{\sqrt{N}} t$ abweichen. Somit hatte ich also auch ein Maß für die Zuverlässigkeit meiner Ergebnisse.

d) Ausarbeitung der Versuchs- und Auswertmethodik,
Fehlerquellen

Um die Versuchs- und Auswertmethodik zu studieren und um mögliche Fehler auszuschalten, mußte ich insgesamt 31 Bestrahlungen an 5 verschiedenen Medien vornehmen.

Anfangs erschien es mir am günstigsten, die präparierten Phantome über Nacht auf etwa $2 - 3^{\circ}\text{C}$ abzukühlen und am nächsten Tag in wechselnder Reihenfolge kurz hintereinander bis auf eine Temperatur von etwa 50°C zu bestrahlen. Ein Plasticbeutel um die Phantome sollte einer Flüssigkeitsabgabe in der Truhe vorbeugen.

Es zeigte sich, daß bei zwei Bestrahlungen kurz hintereinander mit dem selben Gerät von einem niederen Ausgangswert die Ergebnisse fast völlig gleich waren, während sie ab einer Temperatur von etwa 30°C schon bis zu 100 % auseinanderwichen. Ich führte diese Beobachtung auf eine zunehmende Verflüssigung des Markes und damit verbundene Lageveränderungen der Thermometer zurück und beschloß, weiterhin nur noch bei Temperaturen unter 25° zu arbeiten. (Wie sich später ergab, waren diese Veränderungen wohl auch auf eine erhöhte Zellpermeabilität infolge der höheren Temperaturen zurückzuführen).

Bestrahlte ich die Phantome im Bereich tieferer Temperaturen mit dem gleichen Gerät nicht kurz hintereinander sondern im Abstand von einigen Stunden, so stellte ich auch hier eine merkbliche Verschiebung der Werte (ca. 50 - 100 %) fest. Der Schluß lag nahe, daß sich die Flüssigkeitsverhältnisse in den Phantomen auch bei niederen Temperaturen ziemlich schnell verändern und ich fand folgende Erklärung für diese Erscheinung:

Nach dem Tode der Tiere scheint, durch Gewebs- und Blutfemente, ziemlich schnell eine Auflösung der Cholesterin-Lipoid-Zellmembranen stattzufinden, so daß diese für Wasser durchlässiger werden. Die Geschwindigkeit dieses Vorgangs ist offenbar einerseits abhängig von der Temperatur, andererseits aber auch konstitutionell sehr verschieden. (Bei manchen Phantomen konnte ich nicht einmal 3 Bestrahlungen verwerten, wie aus Tabelle 4 ersichtlich ist).

Die Idee, die Phantome in Plasticbeutel einzuwickeln, erwies sich als ausgesprochen ungünstig. Eine Flüssigkeitsabgabe in den Truhenraum wurde so zwar verhindert, aber es sammelte sich viel Feuchtigkeit im Bereich der Haut und der Subcutis an, so daß das "physiologische Flüssigkeitsgefälle" gestört war.

Theoretisch hätten auch unterschiedliche Strahleranordnungen bei den Bestrahlungen für die Divergenz der Ergebnisse verantwortlich sein können. Bei der experimentellen Überprüfung dieses Faktors durch schrittweise Seitverschiebungen (von je einem cm) stellte sich aber heraus, daß die Veränderungen innerhalb einer Grenze von 2 - 3 cm gegenüber den oben beschriebenen sehr unerheblich waren; einer Verschiebung von einigen mm kam demnach praktisch keine Bedeutung zu.

Trotz dieser Erkenntnisse war aber doch noch eine erhebliche Streuung der Werte vorhanden, die ich teilweise auf Reflexionen an der Unterlage zurückführte und durch ein feuchtes, mit Kochsalzlösung getränktes Tuch unter dem Phantom auszuschalten suchte.

Während der Versuchsreihen verringerte sich plötzlich einmal die Energieabgabe der Monode stark. Nach intensivem Suchen stellte sich heraus, daß das Energiekabel an einem Stecker abgeknickt war und nur noch an einigen

dünnen Drähten hing. Beim Austausch ergab sich, daß es schon einmal abgeschnitten und nachgesetzt war, eine Tatsache, die wegen der auf die Wellenlänge abgestimmten Kabellänge von den Serviceleuten des Werkes auch für eine mögliche Ursache verminderter Energieabgabe gehalten wurde.

Es erwies sich als sehr vorteilhaft, die zeichnerische Auswertung während der Pausen in den Abkühlungsphasen vorzunehmen, um einen sofortigen Überblick über die erhaltenen Ergebnisse zu bekommen. Ich trug Temperatur und Zeit im Maßstab 1 : 1 auf Millimeterpapier auf, wobei 1 sec. und 1°C einem cm entsprachen.

4. Ergebnisse

Wie schon erwähnt, ging es darum, Verhältniszahlen der Energieaufnahme zwischen den einzelnen Meßpunkten zu finden.

In Tabelle 1 sind sie zusammengestellt: T 1, T 2 und T 3 stellen, wie erwähnt, die reduzierten Steigungswerte (Hauptphase - Vorphase) ($^{\circ}\text{C sec}^{-1}$) in den Meßpunkten P 1, P 2 und P 3 dar, sind also ein Maß für die durch Bestrahlung aufgenommene Energie.

	T1/T2	T1/T3	T2/T3
Mikrowelle	$3,70 \pm 0,35$	$8,40 \pm 1,39$	$2,41 \pm 0,38$
Monode	$3,68 \pm 0,24$	$4,52 \pm 0,51$	$1,28 \pm 0,09$
69 - cm	$5,57 \pm 0,45$	$7,37 \pm 0,59$	$1,37 \pm 0,15$

Die Zahlen geben die errechneten Verhältniszahlen mit dem mittleren Fehler an. Als Vertrauensbereiche der Mittelwerte für eine Sicherheitsschwelle von ($\alpha =$) 0,05 ergeben sich: (Tabelle 2)

	T1/T2	T1/T3	T2/T3
Mikrowelle	$3,70 \pm 0,78$	$8,40 \pm 3,14$	$2,41 \pm 0,86$
Monode	$3,68 \pm 0,55$	$4,52 \pm 1,18$	$1,28 \pm 0,22$
69 - cm	$5,57 \pm 0,99$	$7,37 \pm 1,29$	$1,37 \pm 0,32$

Man kann sie übersichtlich graphisch darstellen, indem man die aufgenommene Energie in P 1, P 2 und P 3 nacheinander gleich 1 setzt und die Energiewerte mit den Durchschnittsmaßen der Phantome in ein Koordinatensystem einträgt.

In Bild 10 ist die Energieaufnahme in P 1 für alle drei Wellenlängen gleich 1 angenommen. Die Energie im Punkt P2 (5 mm tiefer) ist bei der 69-cm-Welle auf 0,18 und bei Monode und Mikrowelle auf je 0,28 abgesunken. In P 3 (12,5 mm von P 1) sind von der ursprünglichen Energie bei der Mikrowelle 0,12, bei der Monode 0,22 und bei der

69-cm-Welle 0,15 übrig. Das bedeutet, daß bei einer bestimmten Oberflächenbelastung am Haut-Knochenphantom die Monode in 16 mm Tiefe der Mikrowelle und der 69-cm-Welle an Energieabgabe überlegen ist.

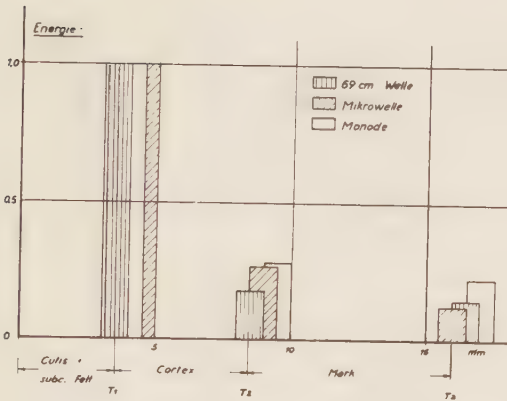


Bild 10: Relat. Energieverteilung im Phantom bei Energie in P 1 = 1 (T 1 = 1)

Um die Verhältnisse im Mark näher zu beleuchten, kann man die Energie in P 2 gleich 1 setzen (Bild 11): Mit der in P 2 aufgenommenen Energie verglichen, sind im Punkt P 3 (7,5 mm tiefer) von der Monode 0,78, von der 69-cm-Welle 0,73 und von der Mikrowelle 0,42 vom Gewebe absorbiert worden.

Da die Messungen im selben Material vorgenommen sind, kann man sagen, daß 69-cm-Welle und Monode in dieser Tiefe fast doppelt so energiespendend sind als die Mikro-

welle. Andererseits war, um mit den drei Wellenlängen einen bestimmten Energiebetrag in P 2 zu erzeugen im Punkt P 1 bei der 69-cm-Welle der 5,57-fache, bei Monode und Mikrowelle etwa der 3,70-fache Wert notwendig.

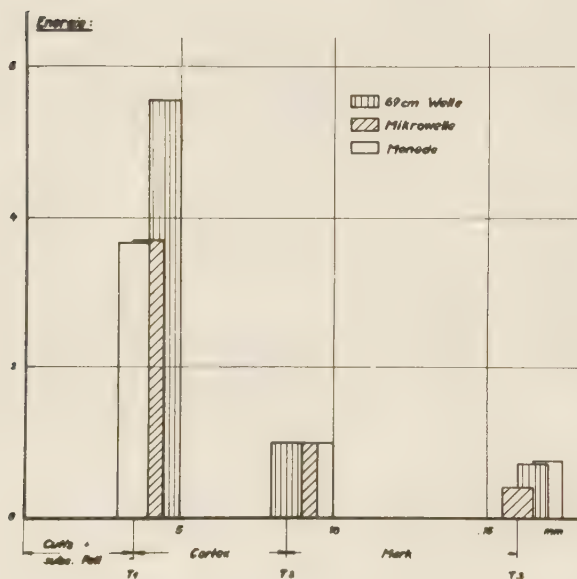


Bild 11: Rel. Energie-Vert. im Phantom bei Energie in P 2 = 1 ($T_2 = 1$)

Während das Verfahren, die Energie in P 1 gleich 1 zu setzen, dazu dient, die Eindringtiefe der verschiedenen Wellenlängen bei einer bestimmten Oberflächenbelastung untereinander zu vergleichen, kann man, wenn man die Energie in P 3 gleich 1 setzt, die Oberflächenbelastungen bei bestimmten geforderten Energieaufnahmen in der Tiefe erhalten (Bild 12).

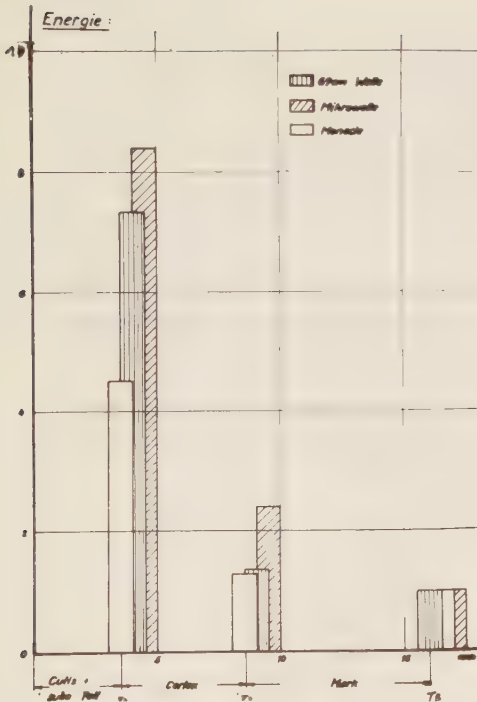


Bild 12:
Rel. Energie-Vert.
im Phantom bei Ener-
gie in P 3 = 1
(T 3 = 1)

Um in P 3 also die Energie 1 zu erhalten, muß man in P 2 bei der Monode den 1,28-fachen, bei der 69-cm-Welle den 1,37-fachen und bei der Mikrowelle den 2,41-fachen Energiewert in Kauf nehmen. Im Meßpunkt P 1 ergeben sich für die Monode die Zahlen 4,52, für die 69-cm-Welle 7,37 und für die Mikrowelle 8,40.

Der Übersichtlichkeit halber seien noch einmal die Quotienten für die drei Fälle (T 1, T 2 und T 3 = 1) in einer Tabelle zusammengestellt.

Tabelle 3

	T1 = 1			T 2 = 1			T 3 = 1		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
M1	1,0	0,28	0,12	3,70	1,0	0,42	8,40	2,41	1,0
Mo	1,0	0,28	0,22	3,70	1,0	0,78	4,52	1,28	1,0
69cm	1,0	0,18	0,15	5,57	1,0	0,73	7,37	1,37	1,0

Außer den Durchschnittswerten interessiert in der Praxis noch die Verlässlichkeit der Ergebnisse, anders ausgedrückt, die Streuung bzw. der mittlere Fehler.

In der Tabelle 4 sind die mittleren Fehler in % des Durchschnittswertes für die drei Wellenlängen und die drei Quotienten zusammengestellt:

Tabelle 4

	T1/T2	T1/T3	T2/T3
Mikrowelle	9,5 %	16,5 %	15,8 %
Monode	6,5 %	11,3 %	7,0 %
69-cm	8,1 %	8,0 %	10,9 %

Die größte Schwankungsbreite weist bei allen drei Werten die Mikrowelle auf; Monode und 69-cm-Welle halten sich etwa die Waage. Zählt man die drei Prozentzahlen zusammen, so ergibt die 69-cm-Welle einen etwas höheren Wert, dafür liegt bei ihr aber der Wert über den größten Abstand, T1/T3 etwas niedriger -.

Tabelle 5 zeigt eine Gesamtaufstellung aller ausgewerteten Ergebnisse.

Tabelle 5

Phantom Nr.	Gerät	T1	T2	T3	T1/T2	T1/T3	T2/T3
1	Mo	0,78	0,30	0,21	2,60	2,81	1,46
	69	3,47	0,67	0,32	5,18	10,8	2,09
	Mi	1,60	0,49	0,28	3,27	5,71	1,75
2	69	6,85	0,85	0,85	8,07	8,07	1,00
3	Mo	0,73	0,22	0,19	3,38	3,87	1,15
	69	3,26	0,76	0,63	4,30	5,18	1,20
4	69	7,38	0,96	0,74	7,67	10,0	1,30
	Mi	1,97	0,57	0,11	3,46	17,9	5,18
5	Mo	0,38	0,11	0,09	3,46	3,93	1,22
	Mi	1,78	0,62	0,39	2,88	4,25	1,58
	69	4,39	0,91	0,45	4,28	8,70	2,02
6	Mo	0,83	0,20	0,20	4,10	4,10	1,00
	69	2,43	0,39	0,34	6,20	7,20	1,15
	Mi	1,39	0,27	0,15	5,15	9,30	1,80
7	69	3,04	0,86	0,56	3,54	5,44	1,54
	Mi	1,78	0,52	0,37	3,43	4,80	1,40
	Mo	0,98	0,23	0,20	4,20	4,85	1,15
8	Mi	1,83	0,59	0,22	3,10	8,30	2,68
	Mo	1,01	0,23	0,13	4,30	7,80	1,77
	69	4,16	0,89	0,78	4,66	5,33	1,14
9	Mo	0,91	0,31	0,22	2,94	4,14	1,41
	69	3,32	0,72	0,56	4,62	6,00	1,29
	Mi	1,63	0,31	0,15	5,25	10,80	2,06
10	69	2,96	0,50	0,35	5,92	8,45	1,43
	Mi	1,08	0,47	0,19	2,3	5,7	2,47
11	Mi	2,46	0,56	0,27	4,39	9,10	2,80
	Mo	1,87	0,42	0,40	4,45	4,67	1,05
	69	2,32	0,34	0,37	6,80	6,25	0,91

5. Diskussion

A) Problem der Streuung

Bei der Frage nach der Streuung der Ergebnisse gibt es grundsätzlich zwei verschiedene Gesichtspunkte; einmal warum sie überhaupt, zum anderen, warum sie bei der angewendeten Bestrahlungsmethode verschieden streuen.

Wie schon auf S 26 beschrieben, waren die Flüssigkeitsverhältnisse in den Phantomen ziemlich schnellen Veränderungen unterworfen. Die letzten Werte einer jeden Bestrahlungsreihe mußten also anders ausfallen als die ersten; durch die Änderung der Reihenfolge der Bestrahlungen ergab sich so notgedrungen eine bestimmte Streuung.

Möglicherweise spielen auch das nicht immer ganz gleiche Alter und die konstitutionellen Verschiedenheiten der Tiere eine Rolle.

Einen geringfügigen festen Streuwert bewirken sicherlich die etwas verschiedenen Anfangstemperaturen in den einzelnen Gewebsschichten und die damit verbundenen veränderten Gewebskonstanten (Dielektrizitätskonstanten und Leitfähigkeiten).

Am naheliegendsten bei der Frage nach der unterschiedlichen Streuung der drei Wellen ist eine Abhängigkeit von der Wellenlänge. Schwan und Li^{19.)} haben 1955 dieses Problem für verschiedene Wellenlängen untersucht und stellten bei 3000 MHz (10 cm Wellenlänge) bei einer Fettschichtdicke über 5 mm starke Absorptionsschwankungen fest. Bei etwa 400 MHz (75 cm Wellenlänge) ergaben sich infolge der größeren Wellenlänge keine Differenzen mehr.

Das bedeutet, daß von den angewandten Wellenlängen allein bei der Mikrowelle (12,25 cm) eine erhöhte Absorptions-

schwankung und somit ein größerer Streuwert zu erwarten ist.

Schliephake^{17.)} erklärte die erhöhte Streuung bei Mikrowellen mit Reflexionen an den Grenzschichten der Gewebe und damit verbundenen Feldänderungen.

Die Erklärung für die unterschiedliche Streuung zwischen Monode und 69-cm-Welle liegt wohl in der verschiedenen Art der Energieabstrahlung. Die Windungen der Monode erzeugen Felder, die sich überlagern. So kann eine kleine Verschiebung des Strahlers, wie sie unvermeidlich ist, nicht reproduzierbare Veränderungen des Felder hervorrufen, die in der Praxis unwesentlich sind, sich bei feineren Meßmethoden aber doch bemerkbar machen. Der auffallend hohe Streuwert von $T_1 : T_3$ scheint diesem Gedanken recht zu geben.

Geringe Unterschiede in der Schätzungsgenauigkeit der Streuung beruhen sicher auch auf der unterschiedlichen Zahl der verwerteten Ergebnisse. (Bei der Monode wurden 8 bei der Mikrowelle 9 und bei der 69-cm-Welle wurden 11 ausgewertet.

B) Fragen der Energieverteilung

a) Gemeinsame Gesichtspunkte

Setzt man voraus, daß die Gewebskonstanten (Dielektrizitätskonstanten und Leitfähigkeiten) für subcutanes Fett und Knochenmark etwa gleich sind, so kann man für die Mikrowelle die Cook'schen Absorptionskoeffizienten (für Fett und Knochen) und meine Entfernungen zwischen den Meßpunkten P₁, P₂ und P₃ in die Dämpfungsformel ($E = E_0 \cdot 10^{-\alpha d}$) einsetzen und die zu erwartende Absorption berechnen:

Nach der 4 mm-Knochen- und 1 mm-Markstrecke zwischen P₁ und P₂ müßten in P₂ noch 86,2 % der in P₁ gemessenen

Energie registriert werden; nach der 7,5 mm langen Markstrecke zwischen P2 und P3 müßten es noch 73,3 % der in P2 gemessenen Energie gewesen sein. Tatsächlich waren es aber, wie z. B. aus Tabelle 3 hervorgeht, nach P1 - P2 nur noch 28 % und nach P2 - P3 42 %.

Für diese unerwartet hohe Dämpfung bieten sich sieben Erklärungsmöglichkeiten an:

1.) Durch die Frische der Phantome ist der Knochen besonders flüssigkeitsreich und absorbiert sehr viel mehr Energie als erwartet.

2.) Der Unterschied zwischen den Gewebskonstanten von Fett und Knochenmark ist sehr beträchtlich.

3.) Cook arbeitete mit anderen Strahlern, außerdem

4.) Bei anderer Versuchstemperatur, sowie

5.) Mit anderen Phantomen.

6.) Bei ihm waren die Reflexionsverhältnisse anders

7.) Die Versuchsergebnisse sind mit einem sehr hohen Fehler behaftet

ad 1:

Nach den Versuchen von Böni und Lothmar^{3.)} ergaben kompakter Knochen, Fett und Knochenmark etwa ähnliche Absorptionswerte. Cook^{5.)} gibt für Knochen sogar noch einen niedrigeren Absorptionskoeffizienten als für fettiges Gewebe an, (Bild 4) während interessanterweise Engel und Mitarbeiter^{6.)} bei ihren Versuchen mit lebenden Tieren die größte Energieaufnahme im Bereich des Knochens registrierten (Bild 6).

Es wäre denkbar, daß sich bei lebenden und frisch geschlachteten Tieren gerade im Bereich des Knochens mehr

Blut befindet als in der Umgebung und die hohen Energiewerte daher rühren. (Er wird ausschließlich aus dem Mark über die arteria nutritia und deren vegetative Geflechte nutritiv und nervös versorgt^{4.)}). Schon eine geringe Blutfülle erhöht die Energieaufnahme um ein Beträchtliches, so daß eine Steigerung von etwa einem Drittel auf diesem Weg nicht ausgeschlossen erscheint.

ad 2:

Andererseits sind subcutanes Fett und Knochenmark keineswegs in der Aufnahme elektromagnetischer Energie so ähnlich wie allgemein angenommen wird. Cook^{5.)} schreibt in seinem Kapitel über Fettgewebe: "Die Ergebnisse bei verschiedenen Arten von Fett zeigen, daß ihr elektrisches Verhalten sehr von der Summe anderer vorhandener Gewebe abhängt". Böni und Lothmar^{3.)} erhielten bei Bestrahlung eines Markblockes mit 17-cm-Wellen eine Halbwertsschicht von etwa 4,7 cm; für Fettgewebe sind die Angaben in der Literatur sehr uneinheitlich (Cook 1,66 cm, Pätzold 7 cm) (Siehe S 11). Auch meine errechneten Halbwertsschichten für Knochenmark stimmen mit denen anderer Autoren für Fett nicht überein. (s.u.).

ad 3:

Da Cook die Dämpfungsfaktoren über die Dielektrizitätskonstanten mit Hilfe einer röhrenförmigen Apparatur mit stehenden Wellen bestimmte, ist es ohne weiteres möglich, daß durch die verschiedenen Versuchsanordnungen bedingte Unterschiede zutage treten. Sie dürften vor allem darauf beruhen, daß von Strahlern, wie ich sie verwendete, nie völlig homogene Felder ausgesandt werden können.

ad 4:

Es ist bekannt, daß sich die Dielektrizitätskonstanten

und Leitfähigkeiten der verschiedenen Gewebsschichten bei den einzelnen Wellenlängen mit der Versuchstemperatur etwas verändern. Leider war es aus den auf S 25 beschriebenen Gründen nicht möglich, die Versuche bei einer Temperatur von 37°C durchzuführen, so daß ich mich mit den Verhältnissen bei einer Temperatur von $15 - 20^{\circ}\text{C}$ begnügen mußte.

Nach Oswald^{15.)} bewegen sich die Unterschiede der Leitfähigkeiten bei verschiedenen Temperaturen für verschiedene Gewebe zwischen 1,4 und 2,7 % pro $^{\circ}\text{C}$. Etwas geringer sind die Unterschiede in den Dielektrizitätskonstanten (zwischen 0,4 und 1,1 % pro $^{\circ}\text{C}$). Beide Konstanten werden bei steigender Temperatur größer.

Das würde aber bedeuten, daß bei den Versuchspantomen die Dielektrizitätskonstanten bis zu 40 % und die Leitfähigkeiten bis etwa 20 % unter denen der lebenden Tiere liegen können.

Da die Gewebskonstanten bei allen drei Wellenlängen etwa gleichmäßig zunehmen und es vor allem um einen Vergleich der drei Wellenlängen geht, sind diese Werte hier nicht von so großer Wichtigkeit. Sie werden allerdings bei Rückschlüssen auf die Verhältnisse beim lebenden Organismus und bei Vergleichen mit anderen Arbeiten mit einbezogen werden müssen.

ad 5:

Da Molekül- und Zellgrößen sowie die Gewebszusammensetzung bei den Warmblütlern sehr ähnlich sind, sind größere Absorptionsunterschiede zwischen gleichen Geweben verschiedener Tiere sehr unwahrscheinlich. (Experimentell registrierten Böni und Lothmar bei Bestrahlung gleicher Gewebsarten verschiedener Tiere sehr ähnliche Werte). Allerdings ist zu bedenken, daß sich die extra- und intrazellulären Flüssigkeitsverhältnisse nach dem Tode

schnell verändern und Differenzen im Alter der Präparate sich sehr wohl auswirken können.

ad 6:

Reflexionen können sowohl an den Grenzschichten im Gewebsinnern als auch außerhalb der Phantome erfolgen. Da die inneren Grenzschichten jeweils verschieden gelagert sind, kommen Reflexionen in diesem Bereich im Wert des mittleren Fehlers mit zum Ausdruck. Reflexionen außerhalb suchte ich durch Kunstgriffe (S 26) auszuschalten. Bei Cook taucht das Reflexionsproblem wegen der anderen Arbeitsmethode nicht auf.

ad 7:

Genannter mittlerer Fehler betrug bei meinen Versuchen höchstens 16,5 % (Tab. 4); Cook schätzt seinen Fehler in den Dielektrizitätskonstanten auf ca. 10 %. Diese Werte sind aber im Vergleich zu den zu diskutierenden geringfügig.

Vergleicht man die beiden Unterschiede zwischen errechneter und tatsächlich gemessener Dämpfung für die Strecken P1-P2 und P2-P3, so stellt sich heraus, daß der für P1-P2 bedeutend größer ist als der für P2-P3. Es mußten entweder verschiedene Faktoren die Differenzen bewirken oder gleiche Faktoren verschieden stark ins Gewicht fallen.

Letzteres ist zwar theoretisch möglich; sicherlich sind aber die Unterschiede bedeutend geringer als z. B. der mittlere Fehler (höchstens 16,5 %): Die Werte für die beiden Strecken wurden nämlich immer während der gleichen Versuche gemessen, so daß der Strahleraufsatz, die Temperaturen und die Phantome immer gleich waren. Das kommt auch in den mittleren Fehlern (9,5 % für die Strecke P 1 -

P 2 und 15,8 % für P2-P3 - Tab. 4) zum Ausdruck, die nicht stark voneinander abweichen.

Von den verschiedenen auf S 36 aufgeführten Faktoren bleiben also nur noch die Fragen eines besonders flüssigkeitsreichen Knochens zwischen P1 und P2 und ein größerer Unterschied in den Gewebskonstanten (Dielektrizitätskonstanten und Leitfähigkeiten) für diesen Fall zu diskutieren:

Da zweifellos Differenzen in den Konstanten von subcutanem Fett und Knochenmark bestehen (s.o.), andererseits aber doch manche Autoren (Pätzold, Böni und Lothmar) beide Gewebsarten in ihren Absorptionswerten praktisch gleich setzen, bin ich geneigt, diesem Faktor nicht das Hauptgewicht beizumessen. Vielmehr dürfte die wesentliche Ursache der Flüssigkeitsreichtum des Knochens aus den S 37 besprochenen Gründen sein.

Die abschließende Frage nun, was für die Unterschiede überhaupt zwischen der nach Cook errechneten und tatsächlich gemessenen Dämpfung (vor allem über die Strecke P1-P3, da sich alles hier im gleichen Medium abspielt) verantwortlich ist, ist trotz der Diskussion der einzelnen Faktoren außerordentlich problematisch. Nicht zuletzt deshalb, weil schon die Voraussetzung dieses Kapitels, nämlich, daß Cooks Fett und mein Mark und subcutanes Fett elektromagnetisch etwa gleich sind, nach dem Gesagten etwas mit Vorsicht zu beurteilen ist. Sicherlich sind alle oder fast alle in diesem Kapitel aufgeführten Faktoren irgendwie mitbeteiligt. Genaue Angaben über die Größe der Beteiligung zu machen ist aber nicht möglich, da die experimentellen Anhaltspunkte fehlen.

b) Vergleich der drei Wellen

Es ist wohl zweckmäßig, die drei Wellen gesondert in den Punkten P2 und P3 zu vergleichen.

Beim Studium der Energieverhältnisse in P2 fällt vor allem auf, daß die 69-cm-Welle gegenüber der Monode und Mikrowelle stärker abfällt, obwohl sie längenmäßig zwischen den beiden liegt. Diesen stärkeren Energieabfall kann man mit unterschiedlichen Gewebskonstanten bei den verschiedenen Wellenlängen oder mit verschiedenen Feldverteilungen bei den zwei Arten der Energieabstrahlung erklären (Spulenfeld und Strahlenfeld):

Wie aus Bild 1 hervorgeht, hat die Monode (durch die Anordnung der Windungen) im Bereich der ersten 10 mm ihr strahlernahes, zentrales Energiemaximum. Gerade in diesem Bereich aber, nämlich 8,5 mm tief, liegt der Meßpunkt P2. Eine weitere Erklärung für den relativ höchsten Monodenwert ist die Tatsache, daß, wie alle Autoren schreiben, die Eindringtiefe mit Vergrößerung der Wellenlänge zunimmt (z.B. Bild 4).

Schwieriger ist die Frage, warum die 69-cm-Welle auch gegenüber der Mikrowelle abfällt. Wie Hartmuth rechnerisch nachgewiesen hat, kommt bei Vergrößerung der Wellenlänge eine zunehmende Fettentlastung zur Geltung, d. h. die Erwärmung von flüssigkeits- und plasmareichem Gewebe im Vergleich zu Fettgewebe nimmt zu. Im relativ niederen Wert der 69-cm-Welle spiegelt sich offenbar diese Erkenntnis wider; dadurch daß im flüssigkeitsreichen Knochen zwischen P1 und P2 relativ mehr Energie absorbiert wird, sinkt der 69-cm-Wellen-Wert in P2. Daß der Monodenwert nicht niedriger liegt, ist dem beschriebenen Energiemaximum zu verdanken.

Mikrowellen- und Monodenwert sind in P2 etwa gleich groß. Das ist insoferne überraschend, als durch die geringere

Energieabsorption im blutreichen Knochen bei niedrigeren Wellenlängen der Mikrowellenwert höher liegen müßte als der Monodenwert. Daß er es nicht tut, dafür sind offenbar zwei Dinge verantwortlich: Einmal das Energiemaximum der Monode in diesem Bereich und zum anderen die von Schwan, Li und Engel mit Mitarbeitern festgestellten Mikrowellenreflexionen am Knochen; der Meßwert in P1 wird dadurch relativ zu hoch, die Werte in P2 und P3 folglich zu niedrig. Einen Überblick über die Größe dieser Reflexionen gibt die Arbeit von Engel und Mitarbeitern^{6.)} (Bild 7).

Der Übersichtlichkeit halber seien noch einmal die beschriebenen Gründe für die Höhe der Absorptionswerte der drei Wellen in P2 in einer Tabelle zusammengefaßt: (Tabelle 6)

	<u>so hoch weil</u>	<u>so niedrig weil</u>
<u>Monode</u>	Strahlermaximum bei ca.10 mm Tiefe, Größere Wellenlängen = größere Eindringtiefe	
<u>Mikrowelle</u>		Reflexionen am Knochen
<u>69-cm-Welle</u>		Fettentlastung = stärkerer Energieverlust im blutreichen Knochen

Das Studium der Verhältnisse zwischen den Meßpunkten P2 und P3 (bzw. im Punkt P3) ist etwas übersichtlicher, weil sich hier alles im gleichen Medium, nämlich Knochenmark abspielt. Da hier Reflexionen und Absorptionsschwankungen durch unterschiedliche durchflutete Gewebsschichten wegfallen, zeigt sich auf Bild 11 in P3 eine klarere Staf-

felung der Energiewerte. Die Mikrowelle weist, entsprechend der kürzesten Wellenlänge den niedrigsten Wert auf. Monode und 69-cm-Welle halten sich etwa die Waage, wohl weil der Punkt P3 (16 mm tief) schon außerhalb des ersten zentralen Energiemaximums liegt; wegen der größeren Wellenlänge wäre ein etwas höherer Wert zu erwarten gewesen.

Aus den in P2 und P3 erhaltenen Werten kann man nach den Auf S 10 und 11 angegebenen Formeln die Dämpfungsfaktoren und Halbwertsschichten der drei Wellen für Knochenmark berechnen. Leider gilt aber der Monoden-Dämpfungsfaktor wegen der besonderen Feldverteilung nur für diesen speziellen Fall, d. h. für den zentralen Strahlengang und die selben Strahlerabstände. Eine Tabelle soll die Ergebnisse zusammen mit den reduzierten Steigungswerten für den Punkt P3 (T3 -- s.S.32) zeigen: (Tabelle 7)

	T3 bei T2=1/Abs.Koeff.β/Dämpf.α /Halbw.Sch.			
		(cm ⁻¹)	(cm ⁻¹)	(cm)
Mikrowelle	0,42	0,5	0,25	1,2
69cm-Welle	0,73	0,18	0,09	3,36
Monode	0,78	0,14	0,07	4,2

Nach den Untersuchungen Cooks ergibt sich bei Mikrowellen für Fettgewebe eine Halbwertsschicht von etwa 1,66cm. Wenn man bedenkt, daß das Mark meiner frisch geschlachteten Schweine wahrscheinlich etwas flüssigkeitsreicher war als Cooks Fett, was eine etwas kürzere Halbwertsschicht bedingen kann, so kommen sich die beiden Werte (1,2 cm bei mir und 1,66 cm bei Cook) ziemlich nahe. Böni und Lothmar allerdings (Bild 5) geben eine Mikrowellen-Halbwertsschicht von etwa 4,7 cm an, Alm und Kuttig sprechen sogar von 7 cm; (dieser Wert ist vermutlich den Untersuchungen-Pätzold entnommen).

Zum Teil mag wohl meine niedrige Mikrowellenhalbwerts-

schicht wegen der sehr kurzen Meßstrecke (7,5 mm) mit einem gewissen Fehler behaftet sein; der Unterschied ist aber zu beträchtlich, um einfach als Meßunsicherheit erklärt werden zu können. Wie schon Ende des letzten Kapitels angedeutet, ist es leider mangels experimenteller Anhaltspunkte nicht möglich, genaue Ursachen für diese großen Unterschiede in den Ergebnissen zu eruieren, so daß ich mich auf eine kurze Zusammenstellung der (im letzten Kapitel in anderem Zusammenhang besprochenen) möglichen Ursachen beschränken muß:

- 1.) Die anderen Autoren können mit anderen Strahlern und somit anderen Feldverteilungen gearbeitet haben,
- 2.) sie arbeiteten mit anderen Tieren oder menschlichem Gewebe,
- 3.) ihre Phantome waren nicht so frisch und deshalb nicht so flüssigkeitsreich,
- 4.) ihre Halbwertsschichten sind an Fettphantomen und nicht am Knochenmark gewonnen (außer Böni und Lothmar),
- 5.) Böni und Lothmar arbeiteten mit 17cm- statt mit 12,25 cm-Wellen,
- 6.) die Versuchstemperaturen waren verschieden (Cook z. B. arbeitete bei 37°, während ich bei 15°C experimentierte)
- 7.) die vom Bau der Phantome abhängigen Reflexionsverhältnisse waren anders (nach Schwan und Li sind die Energieaufnahmen in diesem Bereich nicht reproduzierbar),
- 8.) die Versuchsergebnisse sind mit einem hohen Fehler behaftet.

Vergleicht man auf Tabelle 7 meine drei Halbwertsschichten untereinander, so ergibt sich eine 2,8fache Mark-eindringtiefe der 69-cm-Welle gegenüber der Mikrowelle;

die Eindringtiefe der Monode ist sogar 3,5 mal so groß. Diese Ergebnisse dürften wegen der damit verbundenen Dosierungsvergleichsmöglichkeit von erheblicher praktischer Bedeutung sein.

c) Rückschlüsse auf die Verhältnisse beim lebenden Organismus

Jede experimentelle medizinische Untersuchung erlangt ihren tieferen Sinn erst mit der Anwendung in der Praxis. So soll dieses Kapitel, obwohl es, streng genommen, nicht mehr zum Thema gehört, die Möglichkeiten und auch Grenzen einer klinischen Anwendung meiner Ergebnisse in der Praxis darstellen.

Grundsätzlich kann man bei jeder Bestrahlung eines lebenden Organismus zwei Phasen unterscheiden:

1.) Durchflutung eines durch Bestrahlung noch nicht veränderten Gewebes, die genau genommen nur im Zeitpunkt des Einschaltens stattfindet.

2.) Durchflutung eines Gewebes, in dem Regulationsmechanismen stattfinden, die die Energieaufnahme und -abfuhr verändern. Diese Regulationen entsprechen den Anfangsstadien einer Entzündung: Wohl vor allem durch die mit der Temperaturerhöhung verbundene erhöhte Stoffwechseltätigkeit kommt es zu einer aktiven Hyperämie (Blutfülle)^{13), 14)} und einer gewissen Dysorie (erhöhte Zelldurchlässigkeit) durch erhöhten Anfall von Stoffwechselprodukten. Die Hyperämie kann sowohl direkt stoffwechselbedingt als auch nervös-reflektorisch über die Haedschen Zonen der Haut entstehen. An der Leiche treten zwar keine Regulationsmechanismen mehr auf, wohl aber durch die Temperaturerhöhung eine erhöhte Ferment- und somit be-

schleunigte Abbautätigkeit; (nach der Van't Hoff'schen Formel bei Temperaturerhöhung um 10°C eine Steigerung um das 2 - 3-fache).

Durch die veränderten Flüssigkeitsverhältnisse infolge der Regulationsmechanismen ändert sich auch die Energieaufnahme im Gewebe. Einen tieferen Einblick in die Wirkungen der sehr unübersichtlichen und wohl auch beim Einzelorganismus etwas unterschiedlichen Regulations- und Gegenregulationsmechanismen vermag nur der Versuch mit lebenden Objekten zu geben.

Alm, Kuttig^{1.)} und Wild^{23.)} experimentierten bei der 69-cm-Welle mit anästhesierten Schweinen. Sie verwendeten Benzolthermometer; allerdings ist nicht ganz klar, ob sich die Verletzungsstelle bei Einführung eines etwa 3 mm dicken Thermometers nicht so schnell mit Blut anfüllt, daß die Werte beeinflußt werden. Außerdem ist es durchaus denkbar, daß ein anästhesiertes Schwein nach einer 20-Minuten-Bestrahlung von 200 Watt seine gesamte Körpertemperatur um 2°C erhöht. (Die Autoren stellten eine Temperaturerhöhung von 2°C in 20 cm Tiefe fest und führten dies auf eine Tiefenwirkung der 69-cm-Welle zurück).

Alm und Kuttig^{1.)} bestrahlten auch einen einzigen Oberschenkel einer menschlichen Leiche und stellten nach Temperaturablesung nach 5, 10 und 15 Minuten einen "relativ flachen Temperaturabfall nach der Tiefe zu" fest.

Die beiden amerikanischen Arbeitsgruppen Hutt mit Mitarbeitern^{10.)} sowie Engel und Mitarbeiter^{6.)} führten ihre Versuche, im Gegensatz zu ihren deutschen Kollegen mit Thermoelementen durch. Den höchsten Temperaturwert nach 30 Minuten Bestrahlung registrierten sie im Cortex tibiae, den niedrigsten interessanterweise in der Subcutis. Obwohl die anatomischen Verhältnisse beim Hund natürlich

nicht ohne weiteres mit denen beim Schwein oder Mensch verglichen werden können, kann man aus ihren Versuchen doch eine wichtige Lehre ziehen: Bei längerer Bestrahlung eines lebenden Organismus scheint sich das Problem der Temperatursteigerung im Gewebe immer mehr mit dem der Temperaturabfuhr zu verbinden. Tritt eine Gegenregulation nicht oder nur ungenügend ein, so besteht die Gefahr einer Überhitzung des Gewebes.

Sie ist wegen der unterschiedlichen Entfernung vom Strahler und den verschiedenen Gewebskonstanten nicht in jeder Schicht gleich groß, weshalb es zweckmäßig erscheint, die Schichten einzeln zu beleuchten:

Nach Cook^{5.)} erfährt die Haut die höchste Wärmezufuhr. Deshalb ist theoretisch auch eine Überhitzung tieferer Schichten unmöglich, außer bei starker Kühlung von außen oder Störungen der Temperaturempfindung. Auch bei längeren Wellen behält dieser Satz - Cook stellte ihn für Mikrowellen auf - seine Gültigkeit, da bei längeren Wellen eine stärkere Belastung plasma- und flüssigkeitsreichen Gewebes, also auch der Haut, eintritt.

Da sich aber Muskelgewebe noch etwas stärker erwärmt als Haut (Bild 4) ergibt sich die Frage einer möglichen Überhitzung unter der Haut gelegener Muskeln bei Bestrahlung mit längeren Wellen:

Obwohl bei der Monode mit der längsten Welle gearbeitet wird (wo am ehesten Schäden zu erwarten wären) und die Monode zudem noch nahe der Oberfläche ein Energiemaximum aufweist, ist trotz ihrer breiten Anwendung noch kein Fall einer Überhitzung von Muskulatur bekannt geworden. Dies wohl aus folgenden Gründen:

- 1.) Absorbiert die Haut schon einen Teil der Energie,
- 2.) sind die Absorptionsunterschiede zwischen Haut und Muskel nicht sehr groß

3.) liegt das zentrale Energiemaximum bei normalem Strahlerabstand etwa im subcutanen Fett,

4.) ist gerade der Muskel das Gewebe, das durch seine Arbeit physiologisch die höchsten Energien abzuführen hat und darin trainiert ist. Außerdem geht man

5.) in der Bestrahlungspraxis nur äußerst selten bis zur Schmerzgrenze und hat so einen gewissen Sicherheitsfaktor.

Sehr eng verbunden mit der Frage der Überhitzungsmöglichkeiten ist die der therapeutischen Dosierung der drei Wellen.

Leider gibt es bisher noch keine in der Praxis anwendbare Möglichkeit, die Energieaufnahme im Gewebe exakt zu bestimmen. Subjektives Empfinden des Patienten und Energieabgabe des Gerätes sind die beiden wichtigsten Faktoren für die Abschätzung der Energieaufnahme. Daneben sind noch andere Dinge wie Bestrahlungszeit, Strahlerabstand von der Haut, Durchblutungs- und Sensibilitätsverhältnisse der Haut, Fettschichtdicke, Lage und Durchblutung des zu bestrahlenden Organs sowie die Indikation von Bedeutung.

Bekanntlich tritt bei längeren Wellen eine etwas stärkere Belastung von flüssigkeits- und plasmareichem Gewebe (z.B. Haut, Muskeln, Abszeßhöhlen, Varizen, usw.) auf. An der Körperoberfläche wird damit die Temperaturdifferenz zwischen der Haut und dem subcutanen Fett bei längeren Wellen größer. Durch diese größere Differenz steigt aber auch die Temperaturabfuhr aus dem schmalen Bezirk der Haut, während dieser Faktor in der Tiefe des Gewebes wegen der dickeren Schichten nicht so sehr zur Geltung kommt. Deshalb empfindet der Patient subjektiv die Erwärmung tieferer Schichten bei längeren Wellen weniger als bei kürzeren. (Ein sehr ähnliches Phänomen kann man bei allen Wellen künstlich erzeugen, indem man die Haut

stark abkühlt). Erwartungsgemäß wäre die Gefahr aus dieser Tatsache am größten bei der Monode. Dem ist aber durch die besondere Anordnung der Monodenwindungen, die bei normalem Strahlerabstand ein Energiemaximum etwa im subcutanen Fett erzeugt, vorgebeugt. Für die 69-cm-Welle empfiehlt es sich, wegen dieses Phänomens etwas geringer zu dosieren.

Auch im Knochenbereich ist viel Flüssigkeit (Blut) vorhanden, so daß relativ viel Energie absorbiert wird. Es scheint aber die Energieabfuhr, wie die Untersuchungen Engels^{6.)} (Bild 6) ergeben haben, nicht weniger anpassungsfähig zu sein als in den übrigen Geweben, so daß eine Überhitzung bei entsprechend der Wellenlänge geringerer Dosierung unwahrscheinlich ist.

Eine Überhitzungsgefahr des Markes wird wegen der geringeren Fettbelastung bei größeren Wellenlängen immer geringer. Eine gewisse Gefahr stellen hier flüssigkeitsgefüllte, von der Blutzirkulation ausgeschlossene Hohlräume dar.

Vor einer Anwendung jeder elektromagnetischen Wellentherapie, vor allem aber höherer Wellenlängen bei starken Durchblutungsstörungen oder in Esmarchscher Blutleere ist ausdrücklich zu warnen.

Sehr schwierig wird die Frage der Dosierung bei Anwendung elektromagnetischer Wellen im Bereich von Knorpelsubstanzen, da hier keine direkte Energieabfuhr durch das Blut stattfinden kann.

Leider finden sich für diesen Bereich manche Indikationen und kaum experimentelle Ergebnisse.

Literatur

- 1.) H. F. Alm, H. Kuttig: Experimentelle und klinische Untersuchungen mit hochfr. Strömen im oberen Dezimeterwellenbereich. Strahlentherapie 1961 Bd. 116 Heft 2 und Sonderdruck.
- 2.) G. Barth, H. Tom, W. Kebbel: Über die Eindringtiefe von Wirbelströmen und Mikrowellen in biol. Geweben bei verschiedenen Fettschichtdicken. Elektromedizin 1957, 179.
- 3.) A. Böni, R. Lothmar: Temperaturmessungen an tierischen und menschlichen Geweben nach Bestrahlung mit Mikrowellen ($\lambda = 17$ cm) Arch. f. ph. Th. 1952, 174 (hier findet sich auch ein ausführliches Literaturverzeichnis über Mikrowellen bis 1952).
- 4.) M. Brookes, The Vascularisation of long Bones in the Human fetus. J. of Anatomy, Bd 92, Teil 2, April 1958 und Sonderdruck.
- 5.) H. F. Cook: The dielectric Behaviour of some Types of Human Tissues at Microwave Frequencies: Brit. J. Appl. Phys. 1951, Heft 2, 295.
- 6.) J. P. Engel, J. F. Herrick, K. G. Walkin, J. H. Grindlay, F. H. Krusen: The Effect of Microwaves on Bone and Bone Marrow and on adjacent Tissues. Arch. Phys. med. 1950, 453.
- 7.) J. W. Gersten, K. G. Walkin, J. F. Herrick, F. H. Krusen: The Effect of Microwave Diathermy on the Peripheral Circulation and on Tissue Temperature in Man. Arch. Ph. Med. 1949.

- 8.) L. Hartmuth: Über die Möglichkeiten einer UKW-Therapie im Dezimeterwellenbereich. Strahlentherapie 1954, 434 - 439.
- 9.) O. Hauswirth, F. Kracmar: Untersuchungen zur Wirbelstromth. mit den Spulenfeldelektroden Monode und Minode. Arch. f. Ph. Th. 1961, 245.
- 10.) B. K. Hutt, J. Moore, P. C. Colonna, St. M. Horvath: The Influence of Microwave Irradiation on Bone in Dog and Man; Americ, J. of phys. med. 1952, 422.
- 11.) W. Kebbel, W. Krause, J. Pätzold: Energieverteilung in Fett-Muskelschichten bei Behandlung mit längeren Dezimeterwellen im Vergleich mit den bisher in der Therapie angewendeten Hochfrequenzverfahren. Elektromedizin, Bd. 9, 1964, Nr. 3 und Sonderdruck.
- 12.) H. Ladeburg, D. Schareck: Die Mikrowellen und ihre Th. Möglichkeiten, Arch. f. Ph. Th. 1951, 164.
- 13.) H. Lampert: Physikal. Therapie, zitiert nach 18.)
- 14.) M. Mirault: Les Micro Ondes Electrotherap. Praxis Revue Suisse de Medecine 1950, zitiert nach 18.)
- 15.) K. Oswald: Hochfrequenztechnik und Elektroak. 49, 1937, zitiert nach 16.)
- 16.) J. Pätzold: Die biophysik. Grundlagen der Kurzwellenth. unter Berücksichtigung der sog. Mikrowellenth. Strahlenth. 1953, 108 und Sonderdruck.

J. Pätzold: Physik. Gesetzmäßigkeiten der Energieverteilung bei den verschiedenen in der Wärmeth. angewandten Hochfrequenzmethoden. Ultraschall in Medizin und Grenzgebieten 1956, Heft 2 und Sonderdr.

- 17.) E. Schliephake: Kurzwellen und Mikrowellenth. in Klinik und Praxis. Elektromedizin Januar 1957 und Sonderdruck
E. Schliephake: Kurzwellentherapie, 4. Aufl.
G. Fischer Jena 1949
E. Schliephake: Zum gegenwärtigen Stand der Kurzwellenth. Therapiewoche 1954, Heft 55, 75.
- 18.) G. Schneider: Die Physikalischen und therapeutischen Grundlagen der Mikrowellenth. Elektromedizin 1962, 107.
- 19.) P. H. Schwan, K. Li: Variations between measured and biologically effective Diathermy Dosage.
Arch. Phys. med. 1955, 363
- 20.) A. Singer, med. Dissertation, München, 1957
Vergleichende Untersuchungen über die Tiefenerwärmung im KW-Kondensatorfeld bei 6 und 11 m Wellenlänge.
- 21.) Thom: Grundlagen und Ergebnisse der Wirbelstromtherapie, Arch. f. Ph. Th. 1954, 256.
- 22.) Voser und Hübner: Das diel. Verhalten der wichtigsten Gewebe d. menschl. Körpers bei Mikrowellenbestr. Ther. Umschau 1953, 34.
- 23.) A. Wild: Die Tiefenwirkung hochfrequenter Ströme (Mikrowellen) im oberen Dezimeterwellenbereich (69 cm) Tierärztl. Umschau 1961 316 und Sonderdruck.

6.) Zusammenfassung

- 1.) Am Balneologischen Institut bei der Universität München, Medizinische und Klimatologische Abteilung und dem Institut für Röntgenologie und Physikalische Therapie der Universität München wurden Versuche zur Messung der Temperaturerhöhungen an Haut-Knochenphantomen bei Einwirkung hochfrequenter elektromagnetischer Energie verschiedener Wellenlängen (11 m, Monode, Spulenfeld; 12,25 cm und 69 cm, Strahlenfeld, Ringstrahler) durchgeführt.
- 2.) Tibiapräparate frisch geschlachteter Schweine wurden kurz hintereinander in wechselnder Reihenfolge mit den drei betreffenden Wellenlängen bestrahlt.
- 3.) Die Temperaturmessung geschah subcutan, subcortical und in der Tiefe des Markes.
- 4.) Insgesamt wurden die Bestrahlungen an 11 Phantomen graphisch ausgewertet, wobei als Maß für die Energie die Steigung der Tangente an die jeweilige Temperaturkurve im Einschaltpunkt galt.
- 5.) Es zeigte sich, daß die Energieabsorption im flüssigkeitsreichen Knochen bedeutend höher war als im Mark und mit größerer Wellenlänge zunahm.
- 6.) Bei der Mikrowelle war die Variabilität der Meßergebnisse am größten, bei Monode und 69-cm-Welle etwa gleich.
- 7.) Wegen des immer größer werdenden Absorptionsunterschieds zwischen temperatursensibler Haut und Subcutis bei größeren Wellenlängen und der damit verbundenen stärkeren Temperaturabfuhr wird angeraten, bei der 69-cm-Welle mit etwas geringerer als der bisher üblichen Mikrowellen- und Monodendosierung zu behandeln.

An dieser Stelle darf ich Herrn Prof.Dr.H.v.Braunbehrens für die Übernahme des Referats, Herrn Dipl. Phys. K. Dirnagl, Herrn Priv. Doz. Dr. H. Drexel und Herrn Dr. E. Schmidt für ihre freundliche Beratung und die Durchsicht meiner Manuskripte, den Tierärzten und Metzgeren des Münchner Schlachthofes für die Bereitstellung der Phantome, der Firma Siemens Reiniger für die Beschaffung der Thermometer und des 69-cm-Wellengeräts und nicht zuletzt den übrigen Angehörigen der beiden Institute für die gute Zusammenarbeit danken.

8.) Lebenslauf

Am 14. Oktober 1938 bin ich als Sohn des Bauingenieurs Rudolf Pongratz und seiner Frau Marianne, geb. Widmann in München geboren.

Meine Kindheit verbrachte ich bei meinen Eltern in München.

Von 1946 bis 1949 besuchte ich die Münchner Volksschule an der Fürstenriederstraße; von da an bis zum 15.7.1959 die Oberrealschule München-Pasing.

Mein Medizinstudium begann ich im Winter 1959 in München, wo ich auch 1960 die naturwissenschaftliche Vorprüfung und 1962 die ärztliche Vorprüfung ablegte.

Sommer 1963 und Winter 1963/64 studierte ich je ein Semester in Hamburg und in Graz, um im Sommer 1964 wieder nach München zurückzukehren und mein Studium hier abzuschließen.

Am 5. 3. 1966 trat ich meine erste Medizinalassistentenstelle am Kreiskrankenhaus Oldenburg / Holstein (innere Abt., ab 1. 8. 1966 chirurgische Abt.) an, an dem ich heute noch tätig bin.

